

ИЗОПЛАНАТИЗМ ОПТИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ ЧЕЛОВЕЧЕСКОГО ГЛАЗА

© 2008 г. А. В. Дубинин*; А. И. Беляков**; Т. Ю.Черезова*, канд. физ.-мат. наук;
А. В. Кудряшов***, доктор физ.-мат. наук

* Физический факультет МГУ им. М.В. Ломоносова, Москва

** Международный лазерный центр МГУ им. М.В. Ломоносова, Москва

*** Лаборатория адаптивной оптики Московского государственного открытого университета, Москва

E-mail: cherezova@mail.ru

Определен размер зоны изопланатизма на основе экспериментальных измерений аберраций глаза для различного положения исследуемой точки на сетчатке глаза. Для обследованных пациентов угловой размер зоны менялся в пределах от $1,5^\circ$ до $2,5^\circ$.

Коды OCIS: 010.1080, 170.4460.

Поступила в редакцию 23.04.2007.

Введение

В офтальмологии, как правило, очень важно видеть изображение глазного дна с хорошим разрешением. По изменениям глазного дна можно диагностировать различные заболевания (например, сахарный диабет) на ранних стадиях. При этом изображения, создаваемые обычными офтальмологическими приборами, например, фундус-камерой могут оказаться недостаточно четкими из-за различных аберраций глаза. Адаптивная оптика позволяет компенсировать аберрации различных порядков, эффективно повышая разрешение картины глазного дна [1, 2]. Однако вследствие анизопланатизма оптической системы глаза [3, 4] коррекция возможна лишь в ограниченной области изображения. Это связано с тем, что фазовый набег лучей, распространяющихся от различных участков сетчатки, может значительно отличаться. Проявление анизопланатизма человеческого глаза поясняет рис. 1, на котором изображена блок-схема измерения и коррекции аберраций глаза с помощью адаптивной оптической системы. Пусть датчик волнового фронта I регистрирует искажения волнового фронта, приобретаемые сферической волной, распространяющейся из точки $S1$. Тогда с помощью адаптивного зеркала 2 , сопряженного с датчиком, можно получить изображение сетчатки фундус-камерой 2 , близкое к дифракционно-ограниченному лишь в области, называемой зоной изопланатизма, когда угол между лучами из точек $S1$ и $S2$ меньше угла θ_0 .

Анизопланатизм человеческого глаза к настоящему времени слабо изучен: статей, посвященных исследованию данной проблемы в офтальмологии, чрезвычайно мало. Целью данной работы является измерение зоны изопланатизма человеческого гла-

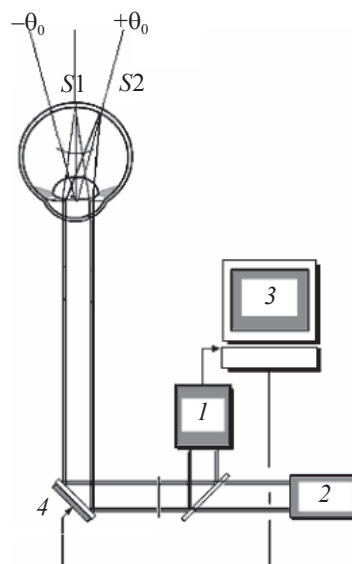


Рис. 1. Блок-схема установки для измерения и коррекции аберраций глаза с помощью адаптивной оптической системы. I – датчик волнового фронта; 2 – фундус-камера; $S1, S2$ – изображения точек на сетчатке; 3 – компьютер; 4 – адаптивное зеркало.

за. Для этого мы применяем математический аппарат, развитый для оценки размера зоны анизопланатизма в приложениях атмосферной оптики [3–5].

Экспериментальная установка

Для измерения внеосевых аберраций глаза нами использовался абберрометр, разработанный в ООО “Активная оптика”. Данный прибор основан на измерении аберраций глаза с помощью датчика Шака–Гартмана [6]. Оптическая схема абберрометра пока-

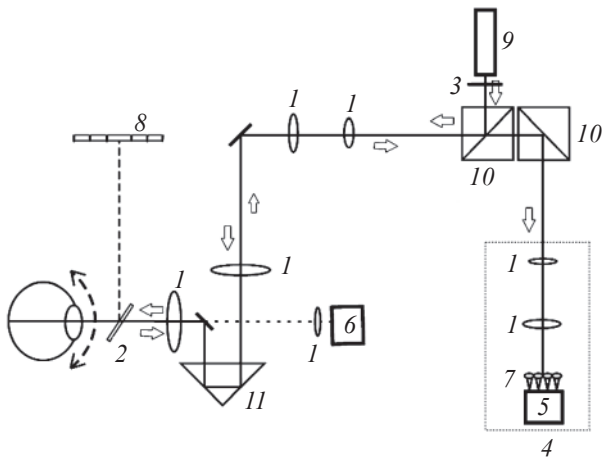


Рис. 2. Схема абберометра. 1 – линза, 2 – делительная пластинка, 3 – фильтр, 4 – датчик волнового фронта Шака–Гартмана, 5 – камера датчика волнового фронта, 6 – камера, следящая за положением зрачка, 7 – линзовый растр, 8 – шкала, 9 – лазер, 10 – делительные кубики, 11 – подвижная призма.

зана на рис. 2. Излучение диодного лазера (длина волны 780 нм, мощность 50 мкВт) фокусируется на сетчатке. Мощность пучка, падающего на роговицу, в несколько раз меньше максимально допустимой мощности излучения для данной длины волны и диаметра падающего пучка (2,5 мм) [7]. Таким образом, на сетчатке формируется светящаяся точка. Ее рассеянный свет проходит через оптическую среду глаза в обратном направлении. При этом излучение приобретает фазовую модуляцию, соответствующую суммарным aberrациям оптической системы глаза. Плоскость зрачка оптически сопряжена с линзовым растром датчика волнового фронта Шака–Гартмана. Датчик регистрирует локальные наклоны волнового фронта в пределах каждой субапертуры и осуществляет восстановление формы волнового фронта. Для измерения углового размера зоны изопланатизма перед зрачком пациента помещалась пленочная полупрозрачная делительная пластинка (отражение 8%, пропускание 92%). Пациент мог фокусировать взгляд на различных участках вспомогательной шкалы, поворачивая глаз в горизонтальном направлении. Шкала имела метки, расположенные на угловом расстоянии 0,5° друг от друга по горизонтальной линии. При этом в зависимости от угла поворота на сетчатке формировались исследуемые светящиеся точки и метки, расположенные по этой линии. Измерения проводились при углах поворота от –3° до 3°, при этом подбородок пациента фиксировался. Большое внимание уделялось точному позиционированию зрачка пациента. Для этого использовалась камера

ПЗС2, которая передавала изображение зрачка на экран монитора. Данная методика позволяла исключать измерения, для которых отклонение центра зрачка превышало 50 мкм. При этом ошибка измерения aberrаций, связанная с отклонениями зрачка, не превышала 0,005 мкм. Характеристики используемого линзового раstra накладывали ограничения на максимальную амплитуду измеряемых aberrаций. Для данного раstra (диаметр субапертуры 0,3 мм, фокусное расстояние 8 мм) максимально возможная амплитуда составила около 6 мкм [8], что значительно превышало максимальное значение амплитуды aberrаций обследованных пациентов.

Результаты

На рис. 3 представлены результаты измерений aberrаций глаза одного из пациентов, разложенные по полиномам Цернике для различных положений точки на сетчатке (от –3° до 3°). На графиках представлены значения амплитуд шести полиномов Цернике, а амплитуды изменения остальных полиномов были значительно ниже. Характер aberrаций был разным для обследованных пациентов, однако общим было то, что основной вклад в изменение формы волнового фронта вносили aberrации второго порядка – астигматизм (Z_2^{-2} и Z_2^2) и дефокусировка (Z_2^0). Изменение амплитуд aberrаций комы и сферической aberrации было значительно меньше. Астигматизм был основной aberrацией, определяющей изменения формы волнового фронта

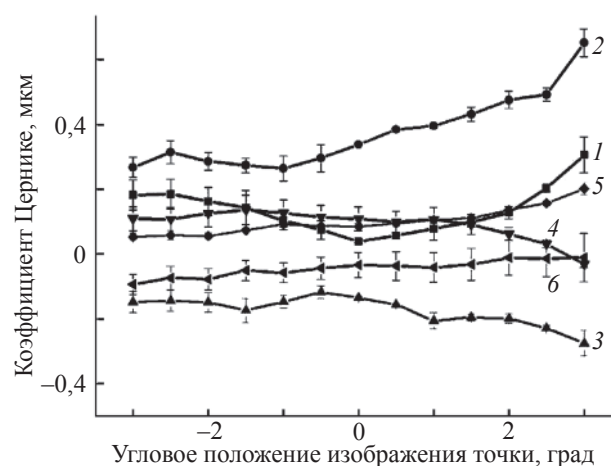


Рис. 3. Коэффициенты Цернике для различных положений изображения точки на сетчатке одного из пациентов. –■– дефокусировка, –●– астигматизм1, –▲– астигматизм2, –▼– кома1, –◆– кома2, –◀– сферическая.

пациентов (амплитуда изменения аберрации до 0,6 мкм). Амплитуда изменения дефокусировки для пациентов составила 0,2–0,3 мкм. Изменение комы для всех обследованных пациентов не превысило 0,2 мкм.

На основании данных об изменении коэффициентов Цернике для различных углов была рассчитана остаточная среднеквадратичная ошибка коррекции

$$\sigma^2(\alpha) = \frac{1}{S} \int_S \varepsilon^2(\alpha, \mathbf{r}) d^2\mathbf{r},$$

где $\varepsilon(\alpha, \mathbf{r}) = \varphi(\alpha, \mathbf{r}) - \varphi(0, \mathbf{r})$, α – угловое расстояние между осью глаза и изображением точки на сетчатке, \mathbf{r} – координатный вектор в плоскости зрачка, $\varphi(\alpha, \mathbf{r})$ – волновой фронт от наблюдаемой точки на сетчатке, $\varphi(0, \mathbf{r})$ – волновой фронт от точки на оси, S – площадь зрачка. Угловой размер зоны изопланатизма на сетчатке человеческого глаза определялся нами как область, в которой остаточная среднеквадратичная ошибка коррекции не превышала 1 рад^2 , что соответствует числу Штреля 0,37. Значение критерия 1 рад^2 заимствовалось из астрономических приложений адаптивной оптики. При этом предполагалось, что корректор является идеальным, т. е. способным полностью компенсировать волновой фронт опорного источника в данном направлении. Такое предположение дает оценку максимально достижимого угла изопланатизма для выбранной схемы измерений. Использование реального корректора, воспроизводящего волновой фронт с ошибкой, приведет к дополнительному уменьшению угла изопланатизма в зависимости от значения остаточной ошибки воспроизведения волнового фронта.

Нами был также рассчитан размер зоны изопланатизма для модельного глаза Гульстранда–Наварро [9]. Эта модель глаза состоит из асферических поверхностей, играющих роль сетчатки, хрусталика, ядра и роговицы, с показателями преломления, соответствующими реальному глазу. Расчетное значение угла изопланатизма для модели составляет $3,4^\circ$. Однако при внесении дополнительных разблуживаний (сдвигов и наклонов) хрусталика и роговицы модели глаза размер зоны изопланатизма уменьшается и приближается к экспериментально измеренным значениям. Например, сдвиг хрусталика на 200 мкм вверх приводит к уменьшению зоны изопланатизма до $1,9^\circ$.

Выводы

В данной работе представлены результаты исследования зоны изопланатизма человеческого глаза. Угловой размер зоны для обследованных пациентов менялся в пределах $1,5^\circ$ – $2,5^\circ$. Было показано, что расчетный размер зоны изопланатизма для модели глаза Гульстранда–Наварро составляет $3,4^\circ$. Эта оценка размера зоны изопланатизма человеческого глаза позволит в дальнейшем использовать для расширения зоны различные алгоритмы, как, например, в работах [10, 11].

Исследование проводилось в рамках гранта № 3346/5555 СТАРТ “Аберрометрия нового поколения для рефракционной хирургии”.

ЛИТЕРАТУРА

1. Liang J., Williams D., Miller D. Supernormal vision and high resolution retinal imaging through adaptive optics // JOSA. A. 1997. V. 14. № 11. P. 2884–2892.
2. Glanc M., Gendron E., Lacombe F., Lafaille D., Le Gargasson J.-F., Lena P. Towards wide-field retinal imaging with adaptive optics // Opt. Commun. 2004. V. 230. P. 225–238.
3. Лукин В.П. Атмосферная адаптивная оптика. Новосибирск: Наука, 1986.
4. Fried D.L. Anisoplanatism in adaptive optics // JOSA. 1982. V. 72. P. 52–61.
5. Яицкова Н.А. Адаптивная коррекция изображений в условиях анизопланатизма // Канд. дис. МГУ, 1999.
6. Galetskiy S., Letfullin R., Belyakov A., Cherezova T., Kudryashov A. Custom-oriented wavefront sensor for human eye properties measurements // Proc. SPIE. 2005. V. 6018. P. 51–59.
7. Санитарные нормы и правила эксплуатации лазеров, СанПин 5804-91.
8. Zavalova V.Ye., Kudryashov A.V. Shack-Hartmann wavefront sensor for laser beam analyses // Proc. SPIE. 2002. V. 4493. P. 277–284.
9. Navarro R., Santamaria J., Bescos J. Accommodation-dependent model of the human eye with aspherics // JOSA. A. 1985. V. 2. P. 1273–1281.
10. Бонштедт Б.Э., Еськов Д.Н., Корешев С.Н., Лахтиков В.Б., Лебедева Г.И., Серегин А.Г., Смирнов А.П. Дискретно-зональный метод расширения поля зрения адаптивного телескопа // Тез. докл. конф. “Прикладная оптика 96”. СПб., 1996. С. 39.
11. Еськов Д.Н., Бонштедт Б.Э., Корешев С.Н., Лебедева Г.И., Серегин А.Г. Оптико-электронный аппарат // Патент России № 2122745. 1998. Бюл. № 33.